

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

В.о.завідувача кафедри

Анатолій ОРЛОВ

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2020 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за спеціальністю 153 Мікро-та наносистемна техніка

(код і назва)

на тему: Комбінований пристрій для визначення основних життєвих показників людини

Виконав: студент 4 курсу, групи ДП – 61
(шифр групи)

Чайковський Дмитро Володимирович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доц., к.т.н. Діденко Ю. В.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант з нормоконтролю доц., к.ф.-м.н., с.н.с.

Георгій СВІЧНИКОВ

Консультант з інформаційних питань доц., к.т.н., Юрій ДІДЕНКО

Рецензент

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Київ – 2020 року

Завдання на дипломну роботу

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Інститут/факультет електроніки
(повна назва)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність (спеціалізація) 153 Мікро- та наносистемна техніка
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
В.о.завідувача кафедри
Анатолій ОРЛОВ
(підпис) (ініціали, прізвище)
«__» _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ на дипломний проект (роботу) студенту

Чайковському Дмитру Володимировичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Комбінований пристрій для визначення основних життєвих показників людини

керівник проекту (роботи) доц., к.т.н. Діденко Юрій Вікторович,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 05.06.2020

3. Вихідні дані до проекту (роботи) плата налаштування Arduino Nano на базі мікроконтролера ATmega328 із вбудованим аналого-цифровим перетворювачем для прийому та обробки сигналів з датчика MAX30100, який реєструє пульс та рівень насичення крові киснем, та датчика температури TMP117 високої точності.

4. Зміст (дипломної роботи) пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити) 1) вивчення теоретичних засад вимірювання основних життєвих показників людини; 2) розробка блок-схеми комплексного вимірювача; 3) розробка електричної принципової схеми комплексного вимірювача.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) Презентація – короткий огляд обраних методів для вимірювання параметрів життєдіяльності людини, огляд обраних датчиків для побудови робочого макету, електрична принципова схема приладу, шляхи модернізації приладу.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання

04.02.2020

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Підпис керівника
1	Літературний огляд	Лютий 2020	
2	Розробка блоку вимірювання температури	Березень 2020	
3	Розробка блоку вимірювання частоти серцевих скорочень	Квітень 2020	
4	Розробка блоку вимірювання рівня насичення крові киснем	Травень 2020	
5	Оформлення дипломної роботи	Червень 2020	

Студент

(підпис)

Чайковський Д. В.
(ініціали, прізвище)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Діденко Ю. В.
(ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту (роботи)

РЕФЕРАТ

Роботу викладено на 45 сторінках, вона містить 3 розділи, 15 ілюстрацій та 45 джерела в переліку посилань.

Об'єктом дослідження є методи вимірювання основних життєвих показників людини

Предметом дослідження є пристрій для реєстрації основних життєвих показників людини на базі мікроконтролера ATmega328.

Мета роботи – розробка робочого макету приладу для пульсо-, окси- та термометрії людини.

В першому розділі розглядаються обрані для вимірювання параметри людської життєдіяльності, а саме пульс, температура, рівень насичення крові киснем.

В другому розділі розглядаються методи реєстрації даних параметрів а також їх застосування в медичній практиці та повсякденному житті.

В третьому розділі розглядаються статичні та динамічні параметри аналого-цифрових перетворювачів, порівнюються датчики компанії Maxim Integrated для пульсоксиметрії, а також аналогові та цифрові датчики температури. Розглядаються блок-схеми обраних датчиків.

ПУЛЬСОКСИМЕТРІЯ, ТЕРМОМЕТРІЯ, МІКРОКОНТРОЛЕРИ, АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ

ABSTRACT

The work is presented on 45 pages consists of 3 chapters, 15 illustrations and 45 sources in the list of references.

The object of study are methods of measuring the basic vital indicators of man.

The subject of the study is a device for registration of basic human vital signs based on the ATmega328 microcontroller.

The purpose of the work is to build a working model of a device for human pulse, oxy and thermometry.

The first section considers the parameters of human activity selected for measurement, namely pulse, temperature, level of blood oxygen saturation.

The second section discusses the methods of recording these parameters as well as their application in medical practice and everyday life.

The third section discusses the static and dynamic parameters of analog-to-digital converters, compares Maxim Integrated sensors for pulse oximetry, as well as analog and digital temperature sensors. Block diagrams of selected sensors are considered.

PULSE OXYMMETRY, THERMOMETRY, MICROCONTROLLERS,
ANALOG-DIGITAL CONVERTERS

ЗМІСТ

ВСТУП7

РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ10

1.1. ПУЛЬС10

1.2. ТЕМПЕРАТУРА10

1.3. РІВЕНЬ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ11

1.4. ВИСНОВКИ12

РОЗДІЛ 2. ПРИЛАДИ ТА ЯВИЩА, НА ЯКИХ ВОНИ БАЗУЮТЬСЯ, ДЛЯ ВИМІРУ ПАРАМЕТРІВ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ, А ТАКОЖ МАТЕРІАЛИ, З ЯКИХ ВОНИ ВИКОНУЮТЬСЯ13

2.1. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА13

2.2. УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА16

2.3. ФОНОКАРДІОГРАФІЯ17

2.4. ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЯ17

2.5. ТЕРМОМЕТРІЯ23

2.6. ВИСНОВКИ27

РОЗДІЛ 3. АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ ДЛЯ ОБРОБКИ 28

3.1. АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ ТА ЇХ ПАРАМЕТРИ 28

3.2. ПОРІВНЯННЯ ТА ВИБІР ПРИЛАДІВ ДЛЯ СКЛАДАННЯ МАКЕТУ КОМБІНОВАНОГО ПРИЛАДУ32

3.3. ВИСНОВКИ38

ВИСНОВКИ40

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ42

ВСТУП

З розвитком технологій розвиваються і різноманітні методи контролю параметрів життєдіяльності людини. Сучасні прилади термо- та пульсоксиметрії знаходяться на досить високому рівні технологічності. Спираючись на сучасні вітчизняні та зарубіжні публікації за темою можна вважати її досить актуальною.

Модернізуючи технології виготовлення напівпровідникових приладів можна досягнути більшої точності вимірювання, а також зменшити розміри самих схем, в яких вони застосовуються. Наразі основним шляхом модернізації є підвищення точності вимірювань під час активних дій. В основному підвищення точності досягається більш стабільним контактом поверхні шкіри з датчиком, якіснішою обробкою даних, зменшення кількості шумів при вимірюванні, стабільнішою роботою усіх систем.

Покращення стосуються не лише роботи датчиків, а й джерел живлення. Зменшення їх розмірів прямо впливає на розміри кінцевого приладу, від стабільності їх роботи залежить стабільність всього приладу, а можливість перезарядки дозволяє не витратити кошти на дорогі одноразові джерела живлення малого розміру. Прикладом таких джерел живлення є літій-полімерні акумулятори. Вони зарекомендували себе як стабільні елементи живлення невеликих розмірів з можливістю перезарядки. Важливим також є те, що віддаючи заряд, вони не виділяють великої кількості тепла, як наприклад літій-іонні акумулятори. Комбіновані прилади різних конфігурацій використовуються не лише в медицині, а й широко розповсюджені на споживчому ринку. Також такі вимірювальні системи можна використовувати для контролю життєво-необхідних параметрів військових, які беруть участь в бойових діях. Не обов'язково обмежуватися вказаними прикладами, застосовувати подібні прилади можна в різноманітних умовах та ситуаціях. З розвитком технологій розвиваються і різноманітні методи контролю параметрів життєдіяльності людини. Наразі усі виміри виконуються неінвазійно.

Початком розвитку неінвазійних методів контролю параметрів життєдіяльності людини можна вважати XVI століття. Саме в цей час Галілео Галілей винаходить термоскоп. Хоча в творах самого Галілео Галілея згадки про цей винахід відсутні, його учні, Неллі та Вівіані, згадують про цей прилад[1]. Це століття і можна вважати початком розвитку неінвазійного методу виміру температури. Недоліком цього термоскопу є відносність вимірів та помітний вплив атмосферного тиску на результати[2]. Надалі термометри модернізувалися. Покращення полягали у введенні та уніфікації вимірювальних шкал, а також уніфікації використовуваних речовин для підвищення точності вимірів. Наразі, температуру вимірюють електронними термометрами на основі термісторів, за допомогою напівпровідникових приладів на основі структур $A^{III}B^V$, за допомогою термопар, а також неконтактними методами реєстрації інфрачервоного випромінювання. З розвитком технологій виготовлення та розробкою нових матеріалів покращуються стабільність роботи, зменшується ціна сенсорів.

Температура – це не єдиний важливий параметр життєдіяльності людини. Пульс є одним з найнеобхідніших величин для виміру, а особливо для людей, які мають хвороби, що пов'язані з серцево – судинною системою. Першим приладом неінвазійного виміру, а точніше відображення артеріального пульсу людини можна вважати сфігмограф, який був винайдений німецьким лікарем Карлом фон Фірордтом[3] в 1854 р. З того часу цей прилад зазнавав покращень конструкції, що давало змогу точніше відображати серцевий ритм. Наразі пульс вимірюється оптичними, або електричними методами, такі як фотоплетизмографія, електрокардіограма, ультразвукова діагностика. За допомогою даних методів вимірюється не лише пульс, а й більш широкий спектр параметрів: рівень насичення крові киснем, тиск тощо; визначаються вади в роботі серцево-судинної системи.

Хоча на час створення перші прилади вимірювання параметрів життєдіяльності людини були досить інноваційними, ними не користуються вже декілька століть. Наразі усі прилади досить компактні, виконані якісніше і навіть

найдешевші з них мають достатню точність для повсякденного контролю необхідних параметрів. Такого результату людство досягло завдяки значному в таких галузях, як мікроелектроніка, матеріалознавство та медицина.

РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ

1.1. ПУЛЬС

В оцінці фізіології серцево-судинної системи організму людини враховують ряд важливих показників: функцію шлуночків серця, тиск крові, пружні властивості артерій тощо. Для визначення деяких показників використовують пульсові сигнали[24]. Термін «пульс» походить від латинського слова *pulsus*, що в перекладі означає удар, чи поштовх. Пульс – це коливання стінок артерій, що пов'язано з серцевими циклами. В більш широкому значенні – це будь які зміни в серцево-судинній системі, що пов'язані з діяльністю серця. Пульс являє собою один з найважливіших та найстарших показників здоров'я людини[4]. В більшості випадків пульс вимірюють методом пальпації на кровоносних судинах, які знаходяться найближче до поверхні шкіри, а саме сонна та променева артерії, які знаходяться на шії та біля кистей рук відповідно. Метод пальпації є найпростішим, хоча вимагає наявності знань в області анатомії. За допомогою приладів стало можливим вимірювання пульсу на будь яких кровоносних судинах завдяки сучасним методам реєстрації.

Здорова людина не повинна відчувати власне серцебиття. Робота серця в спокійному стані має бути непомітною. Якщо з'являються неприємні відчуття в області серця, це, як правило, вказує на певні відхилення в його роботі. Тому важливо слідкувати за роботою серця, частотою його скорочень, а особливо людям із захворюваннями серцево-судинної системи.

1.2. ТЕМПЕРАТУРА

Фізіологічна активність живих істот значною мірою залежить від температури навколишнього середовища, яка може змінюватися, в умовах Землі, у діапазоні (від -50 до 60)°C. Однак живі клітини здатні функціонувати у значно вужчому діапазоні значень температури, що становить близько 50°C. У нормальних умовах значення температури різних частин тіла людини відрізняються. Зокрема,

на лобі та щоках $\sim 33.5^{\circ}\text{C}$; під пахвою $\sim 36.6^{\circ}\text{C}$; пальці рук $\sim 28.5^{\circ}\text{C}$; пальці ніг $\sim 24.4^{\circ}\text{C}$. Існує гіпотеза, що температурний інтервал життя організму людини пов'язаний, зокрема, з властивостями води. У діапазоні $(30-45)^{\circ}\text{C}$ мікроструктура води (в межах областей $(20-30) \text{ \AA}$) відрізняється збільшеною теплоємністю, яка різко зростає при температурі 36.6°C , а також мінімальним значенням питомого електричного опору. Патологічні зміни процесів теплоутворення та тепловіддачі в організмі людини здавна використовують в медичній діагностиці[24]. Температура – це один з найважливіших показників для людини. Будь яка її зміна в нижчу або вищу сторону від нормальної викликає дискомфорт. Наразі людство на високому рівні розвитку, тому вплив навколишнього середовища на температуру нашого тіла зведений майже до нуля. Протягом дня в середньому даний показник життєдіяльності може коливатися на одну, дві десяті градуса, проте помітні зміни в температурі можуть означати захворювання організму, тому важливою проблемою є чітко відслідковувати та вчасно реагувати на такі зміни.

1.3. РІВЕНЬ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ

Рівень насичення крові киснем – це частка насиченого киснем гемоглобіну відносно загального гемоглобіну (ненасиченого + насиченого) в крові. Організм людини вимагає і регулює достатньо точний і специфічний баланс кисню в крові. Нормальний рівень насичення киснем артеріальної крові у людини становить 95-100 відсотків. Якщо рівень нижче 90 відсотків, він вважається низьким. Досить незрозумілий для більшості людей параметр, для лікарів він може дати розуміння причин тих чи інших захворювань легень, дихальних шляхів тощо. Візуально досить важко визначити рівень насичення крові киснем, але можливо. Артеріальна кров, насичена киснем, світлого кольору, але якщо рівень кисню буде досить низький, то її колір буде наближатися до темного, в критичних випадках до кольору венозної крові[5]. Важливо розуміти, що з плином часу через технологічний прогрес людство більш забруднює навколишнє середовище. Повітря стає більш загазованим і особливо ця проблема яскраво відображається у великих містах. Люди вдихають менше кисню, що призводить до гіпоксії, яка в свою чергу може

викликати захворювання і в деяких випадках смерть. В цьому і полягає актуальність контролю рівня насичення крові киснем.

1.4. ВИСНОВКИ

В даному розділі були розглянуті параметри, які будуть вимірюватись в даній роботі. Важливість вимірювання та контролю даних параметрів пов'язана з тим, що пульс, температура та рівень насичення крові киснем є одними з основних параметрів відображення здоров'я людини.

РОЗДІЛ 2. ПРИЛАДИ ТА ЯВИЩЕ, НА ЯКИХ ВОНИ БАЗУЮТЬСЯ, ДЛЯ ВИМІРУ ПАРАМЕТРІВ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ

Усі вищезазначені параметри досить важливо контролювати не лише хворим в лікарнях, а й в повсякденному житті, оскільки відслідковуючи їх зміни можна попередити досить широкий спектр захворювань. Сучасні прилади дозволяють швидко і точно реєструвати ці параметри і зручно для користувача відображати всю необхідну інформацію.

2.1. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА

Розглянемо деякі методи, за допомогою яких можна реєструвати пульс людини, а саме: електрокардіограма(ЕКГ), ультразвукова діагностика(УЗД), фонокардіометрія, реєстрація за допомогою оптичного датчика. Усі перераховані методи досить розвинуті і однаково використовуються як в повсякденному житті як простими користувачами, так і лікарями усього світу.

ЕКГ – це один з найрозповсюдженіших методів, суть якого полягає у записуванні електричних потенціалів, або по іншому електроімпульсів серця [6]. Електрокардіометрія – метод діагностики, який ґрунтується на реєстрації та аналізі різниці потенціалів частин організму людини, обумовлених електричними процесами в серці[24]. Здорове людське серце б'ється з частотою 60 – 90 уд./хв..

Цей процес обумовлений електричними імпульсами, які виробляє синусовий вузол серця, що знаходиться в правому передсерді.

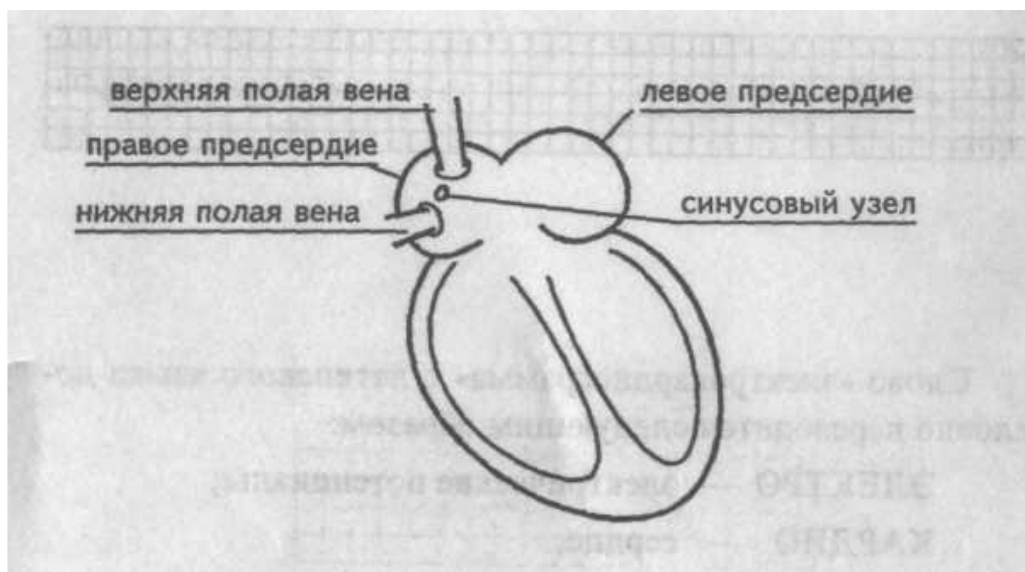


Рис. 2.1 – Синусовий вузол[6]

Електричні імпульси, що посилає синусовий вузол до провідної системи серця і спричиняють скорочення останнього. Таким чином, ЕКГ – це графічне відображення проходження електричного імпульсу по провідній системі серця [6]. За допомогою електродів, що кріпляться на кінцівках людини і вимірюється цей електричний потенціал, а для покращення провідності на місця кріплень додають провідний гель для покращення сигналу, оскільки людська шкіра не дуже добре проводить сигнали.

Реєструвати ЕКГ можна з поверхні грудної клітини, з поверхні самого серця, що роблять при операціях на відкритому серці, з різних частин провідної системи серця, а також з кровоносних судин, що знаходяться ближче до поверхні шкіри, тобто графічно записати криву підключаючи електроди реєстрації до різних частин тіла людини. В кожному випадку реєстрація електрокардіограми виконується відповідним відведенням, тобто електричні потенціали серця вимірюються на деяких частинах тіла. Таким чином, електрокардіографічні відведення називається конкретна схема розташування електродів на тілі людини для запису ЕКГ[6].

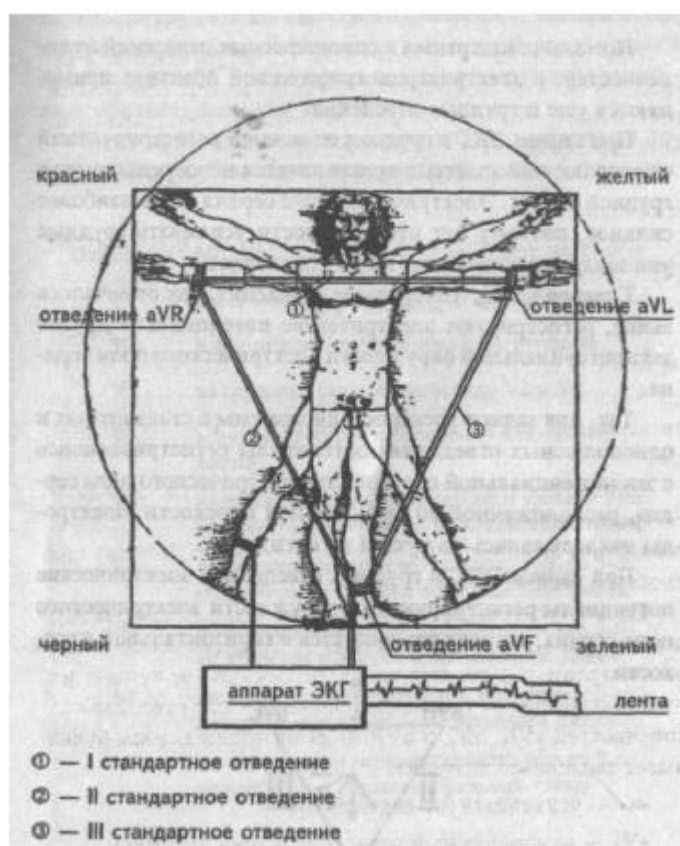


Рис. 2.2 – Стандартні відведення для вимірювання ЕКГ[6]

Фільтри, які використовуються в сучасних електрокардіографах дозволяють якісніше опрацювати сигнал для отримання чистішого зображення. В таких пристроях застосовують низькочастотні фільтри для зменшення ефекту плаваючої ізоляції, фільтри для зменшення впливу електричної мережі, а також антитреморні фільтри для зменшення артефактів, пов'язаних з активністю м'язів.

2.2. УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА

Метод ультразвукової діагностики, або УЗД, базується на п'єзоелектричному ефекті [7]. При деформації монокристалів таких матеріалів, як кварц, або титанат барію, які є п'єзоелектриками, під дією ультразвуку у них виникають явища поляризації, що являє собою прямий п'єзоелектричний ефект. Цей ефект виникає лише в твердих діелектриках з нецентросиметричною структурою [8]. При подачі на п'єзоелектрик змінного електричного поля в ньому виникають коливання з вивільненням ультразвукової хвилі. Таким чином п'єзoeлемент може бути позмінно як приймачем, так і випромінювачем. Усі ультразвукові датчики поділяються на механічні та електричні. Механічні ультразвукові датчики мають велику кількість недоліків, таких як власні шуми та вібрація при русі датчика, а також низька роздільна здатність. Вони досить давно вважаються застарілими і не використовуються. На заміну їм прийшли електричні датчики.



Рис. 2.3 – Процес ультразвукової діагностики серця[16]

Вони мають випромінювальні ґратки, тобто масиви п'єзoeлементів [9], які дозволяють робити виміри більш точно, з більшою роздільною здатністю та більшим кутом прийому сигналу.

2.3. ФОНОКАРДІОГРАФІЯ

Фонокардіографія – метод, що полягає у реєстрації звуків серця. Динамічний діапазон звуків серця на поверхні грудної клітини людини, за прискоренням коливань, становить $\leq 1 \text{ м/с}^2$, частотний діапазон – (20 - 1000) Гц[24]. Внаслідок недосконалості техніки в 50-х роках минулого століття фонокардіограма застосовувалася як ілюстративна техніка для використання в навчальних цілях. З часом розвинулась ультразвукова діагностика серця, яка посунула метод фонокардіометрії, але не замінила повністю.

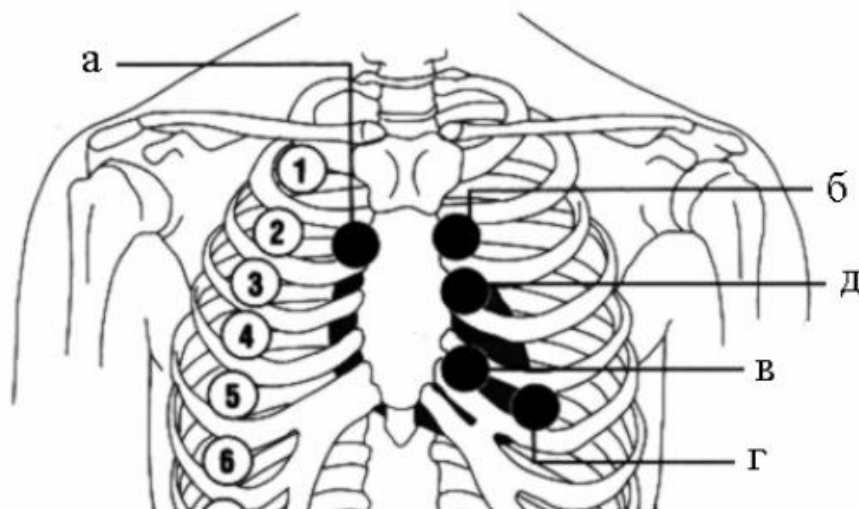


Рис. 2.4 – Зони реєстрації звуків серця на поверхні грудної клітки людини: а – аортальна точка; б – легенева точка; в – трикуспідальна точка; г – мітральна точка; д – точка Боткіна[24]

Найбільш поширена техніка фонокардіометрії ґрунтується на перетворення прискорення руху ділянки поверхні грудної клітки під дією звуків серця за допомогою медичних акселерометрів, що пов'язано із його зростанням $\sim \omega^2$, де ω – кругова частота. Це значною мірою компенсує зменшення із частотою переміщення поверхні грудної клітки людини[24].

2.4. ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЯ

Фотоплетизмографія – це простий та дешевий метод вимірювання об'ємних змін в кровоносних судинах за допомогою оптичних датчиків. Даний метод може використовуватися не лише в статичному положенні, як наприклад метод пальпації, який при русі не використовується взагалі, а й на ходу, або в критичних

ситуаціях, коли статичного положення досягнути неможливо (епілептичний напад тощо). Даний метод відзначається високою точністю вимірювань завдяки технологічному прогресу. Метод полягає у реєстрації відбитого випромінювання або випромінювання, що пройшло крізь тканини. У якості чутливих елементів використовуються напівпровідникові фотоприймачі, у якості випромінювачів напівпровідникові світлодіоди інфрачервоного або червоного спектру випромінювання. Основними факторами, які впливають на вимірювання за допомогою цього методу – це місце вимірювання на тілі людини, а також щільність контакту зі шкірою[26].

Відомо, тканини людини поглинають частину випромінювання, що проходить крізь них. Це послаблення реєструє фоточутливий датчик. Існують фотоплетизмографи, які реєструють відбите випромінювання, а також ті, що реєструють випромінювання, що пройшло крізь тканини.

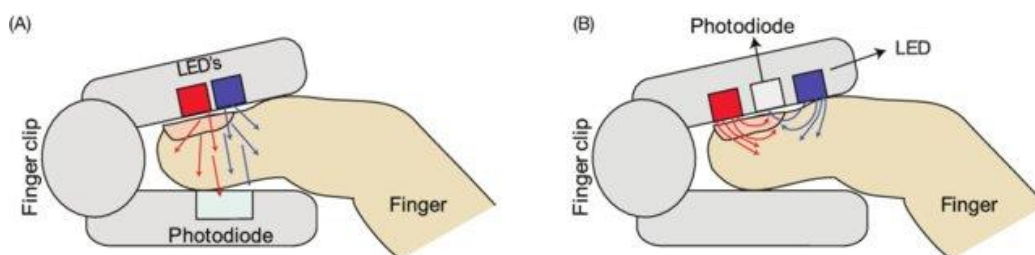


Рис. 2.5 – Зображення фотоплетизмографів: А – реєструє наскрізне випромінювання, В – реєструє відбите випромінювання[27]

Принцип дії таких датчиків базується на законі Бугера – Ламберта – Бера, який описує поступове ослаблення паралельного монохроматичного пучка світла при розповсюдженні його в поглинаючому середовищі. Датчики для фотоплетизмографії можуть мати різну конструкцію. В основному в якості випромінювача використовується інфрачервоний діод, а в якості приймача – або фотодіод, або фототранзистор. Таке поєднання компонентів дозволяє точно та за короткий проміжок часу реєструвати пульсації кровоносних судин.

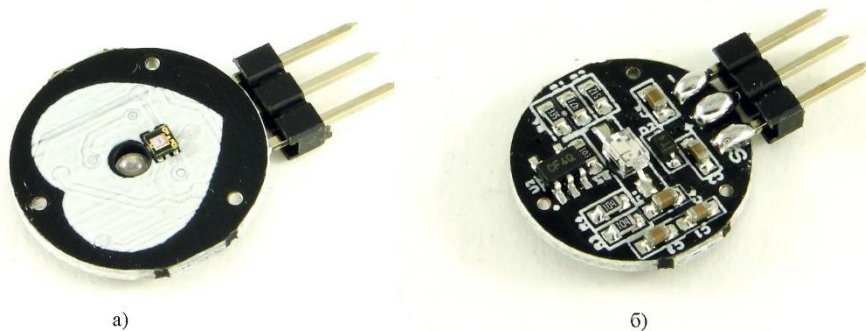


Рис. 2.6 – Вигляд найпростішого датчика пульсу: а) – лицева сторона, б) – тильна сторона[17]

Більш універсальним рішенням є поєднання інфрачервоного діода та червоного світлодіода та відповідних фотоприймачів. Такий датчик матиме змогу вимірювати не лише пульс, а й рівень насичення крові киснем і буде називатися пульсоксиметром.



Рис. 2.7 – Модуль пульсоксиметра на основі датчика MAX30102[18]

Основним недоліком усіх оптичних датчиків реєстрації пульсу та рівня насичення крові киснем є світлові шуми, що потрапляють на фотоприймачі. Вони обумовлені сонячним випроміненням. Вирішити цю проблему допомагає корпус спеціальної конструкції з матеріалів, що не пропускають сонячне випромінення.

Розглянемо матеріали, які використовуються для виробництва використовуваних світлодіодів та різних фотоприймачів. Світлодіоди інфрачервоного та червоного діапазону частіше за все виконують напівпровідників типу $A^{III}B^V$, таких як GaAsP(арсенофосфід галію), AlGaAs(арсенід алюмінію-галію), гетероструктури GaP/GaAsP. Історично перші світлодіоди виготовлялися з

SiC(карбіду кремнію) та ZnS(сульфіду цинку). Це було обумовлено тим, що вищезазначені матеріали були досить добре вивчені, оскільки зустрічалися в природі[12]. Перші серійні варіанти були досить дорогі та мали низькі характеристики. З розвитком технологій вирощування напівпровідників на підкладках та матеріалознавства ефективність світлодіодів значно виросла, а ціна впала, оскільки виробництво досягло високої технологічності.

У якості фотоприймачів, як було зазначено раніше, використовують фотодіоди та фототранзистори. Розглянемо їх роботу та матеріали з яких вони виготовляються.

У випадку фотодіодів матеріалами виступають германій та кремній для використання в видимій та ближній інфрачервоній частині спектру випромінювання, для використання в інфрачервоній області спектру – GaAs(арсенід галію), InAs(арсенід індію), InSb(антимонід індію), HgCdTe(ртутно-кадмієвий телурид)[13]. Якщо до діода прикласти зворотну напругу, то зворотний струм діода буде визначатися струмом неосновних носіїв заряду. Під дією випромінювання утворюються пари електрон-дірка. Щоб ці носії мали помітний вплив на струм, необхідно, щоб вони не рекомбінували. Для цього вони мають бути розділені дією поля. Це можливо лише в збідненому шарі.

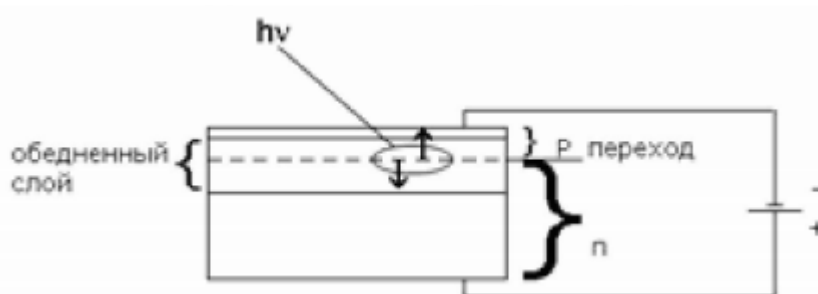


Рис. 2.8 – Схематичне зображення роботи фотодіода[13]

Оскільки падаюче випромінювання має досягати збідненого шару, проходячи через освітлений напівпровідник без помітних втрат, необхідно, щоб пластинка освітленого напівпровідника була якомога тоншою, а збіднений шар – набагато товщим для максимального поглинання випромінювання[13].

При використанні фототранзисторів в якості фотоприймачів їх можна розглядати як фотодіод, що під'єднаний до транзистора. В фототранзисторі база освітлюється, а живлення підключають між колектором та емітером. Коли область поблизу переходу база-колектор освітлюється транзистор поводить себе як фотодіод, а струм, що виникає при освітленні грає роль струму бази.

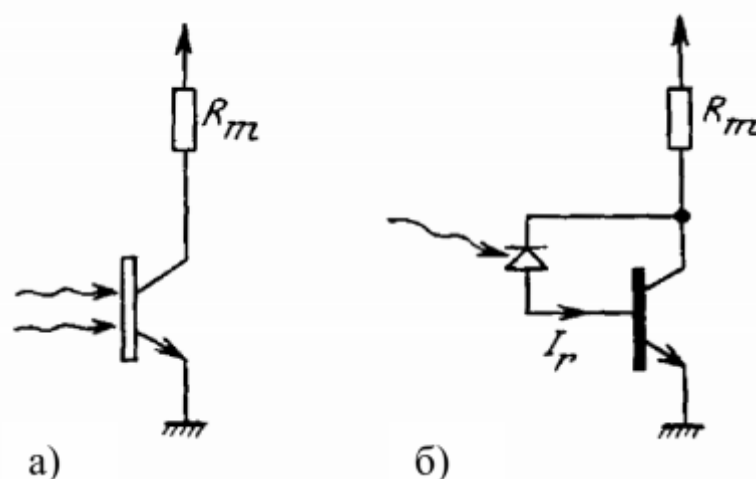


Рис. 2.9 – Схема а) підключення фототранзистора та схема б) заміщення фототранзистора фотодіодом та транзистором[13]

Сімейство вольт-амперних характеристик фототранзистора виглядає так само, як і у звичайного транзистора, за виключенням того, що необхідно замінити струм бази падаючим потоком випромінювання, або освітленістю[13].

Фотоприймачі приймають постійні сигнали, аби не пульсації в кровоносних судинах. Вони викликають зміну коефіцієнта поглинання і відбиття тканин, що також реєструється фотоприймачами. Пульсоксиметр безперервно обчислює різницю між поглинанням сигналу в червоній та інфрачервоній області спектра і на підставі формули, отриманої дослідним шляхом з використанням закону Бугера – Ламберта – Бера, розраховує значення рівня насичення киснем крові.

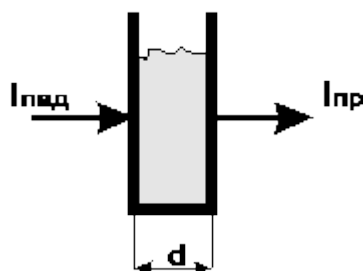


Рис. 2.10 – До закону Бугера – Ламберта – Бера[43]

В пробах на кількість кисню в крові вимірюють кількість випромінення що пройшло через тканини, або відбилися від судин. Кількісна характеристика насиченості крові киснем визначається за формулою, яка пов'язує інтенсивність падаючого ($I_{\text{пад}}$) та пройденого ($I_{\text{пр}}$) випромінення:

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \cdot \exp(-A);$$

де $A = k[C]d$ – величина абсорбції;

де k – коефіцієнт поглинання світла речовиною; $[C]$ – концентрація речовини, яка поглинає світло; d – товщина шару, який поглинає випромінення.

Зміна поглинаючої і відбиваючої здатності тканин, що викликана пульсаціями в судинах фіксується на кривій плетизмограми, а вимірюючи відстань між її піками, пульсоксиметр розраховує частоту пульсу. Існують два типи датчиків пульсоксиметрії: наскрізні та відбивні. Вони повністю ідентичні за винятком способу прийому сигналу. У випадку з наскрізним датчиком здійснюється прийом сигналу, який пройшов крізь тканини та судини, а у випадку з відбивним датчиком навпаки – сигнал приймається у якості відбитого інфрачервоного та червоного випромінення[10].

2.5. ТЕРМОМЕТРІЯ

Розглянемо пристрої для термометрії в цілому і зокрема людського тіла. Температуру тіла частіше за все вимірюють за допомогою рідинних або електронних термометрів. Вони прості у використанні, але вимірювання за

допомогою них можливі лише в статичному положенні через їх крихкість. В техніці також вимірюють температуру, оскільки від неї залежить досить багато параметрів того чи іншого пристрою. Для слідкування за температурою наприклад в блоках живлення ноутбуків використовують терморезистори, для вимірювання температури процесорів використовують звичайні діоди, або транзистори. Для вимірювання високих значень температури, наприклад в доменних печах, використовують термопари. Усі вищезазначені прилади базуються на контактному вимірюванні температури. Існують також неконтактні способи визначати температуру, наприклад пірометри або тепловізори. Принцип їх роботи базується на реєстрації інфрачервоного випромінення і в першому випадку відображення значення температури на екрані, а в другому – відображення розподілу температур в певному секторі огляду.

Розглянемо явища, які покладені в основу приладів для термометрії. Найпростішим приладом є рідинний термометр. У герметично запаяній вимірювальній трубці розташована рідина(ртуть або частіше спиртовий розчин), яка при нагріванні розширюється. Рідинний термометр має градуйовану шкалу температури, за якою і визначається цей показник. Ефект, який можна при цьому спостерігати називається теплове розширення рідини. Як зазначалося раніше, точність даного виду термометрії була низькою. Причинами цього були неуніфіковані використовувані рідини, відсутність єдиної шкали вимірювань та низька якість виробництва, причиною якої була низька технологічність процесу. Наразі рідинні термометри досягли необхідної точності(можливо вимірювати температуру з точністю до 0.1°C) і досить широко розповсюдилися через їх відносно низьку вартість.

Вимірювання температури за допомогою напівпровідникових пристроїв виконується за допомогою терморезисторів з від'ємним температурним коефіцієнтом опору(ТКО), додатнім ТКО, а також за допомогою діодів та транзисторів. Терморезистори з від'ємним ТКО частіше за все називають термісторами, а з додатнім – позисторами.

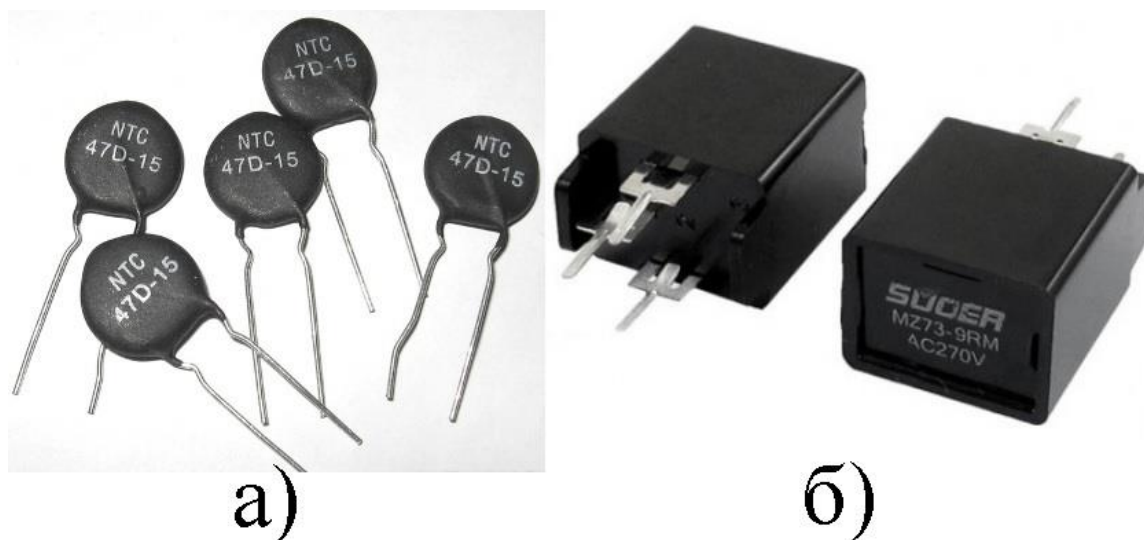


Рис. 2.10 – Термістор(а); позистор(б)[19]

Термістори частіше за все виконують з монокристалічних та оксидних напівпровідникових матеріалів(оксиди металів перехідної групи таблиці Д. І. Менделєєва), позистори – з кераміки на основі титанату барію(BaTiO_3). У випадку використання монокристалічних напівпровідників зміна провідності відбувається в діапазонах температур, що відповідають домішковій провідності коли ще не всі домішки іонізовані, а також в діапазоні температур власної провідності, коли концентрація носіїв заряду змінюється через іонізацію власних атомів напівпровідника. В обох випадках залежність опору визначається в основному зміною концентрації носіїв заряду, оскільки зміни рухливості носіїв під впливом температури в цих діапазонах нехтовно малі. Оксидні напівпровідники відрізняються тим, що для металів перехідної групи, з яких вони складаються, характерна наявність незаповнених електронних оболонок і змінна валентність. В результаті при утворенні оксиду за певних умов(наявність домішок, відхилення від стехіометрії)в однакових кристалографічних напрямках з'являються іони з різними зарядами. Електропровідність таких матеріалів пов'язана з обміном електронами

між сусідніми іонами. Енергія, яка необхідна для такого обміну, зменшується за експоненціо зі збільшенням температури[11]. При використанні кераміки на основі титанату барію спостерігається інакший фізичний процес. За температур, більших а точку Кюрі, титанат барію переходить з сегнетоелектричного в параелектричний стан. Зникає спонтанна поляризація, різко зменшується діелектрична проникність, зростає висота потенціальних бар'єрів на зернах титанату барію і збільшується опір позистора. Точку Кюрі можна перемістити в сторону низьких або високих температур введенням певної домішки[11].

У приладах на основі р-n переходу вплив температури впливає на їх електрофізичні параметри. Так, концентрація носіїв заряду дуже сильно залежить від температури – за експоненційним законом. На рухливість носіїв заряду температура впливає за степеневим законом, що справедливо для монокристалічних напівпровідників, а для оксидних напівпровідників вплив температури на рухливість носіїв заряду значно вищий[11]. В основному для напівпровідникових приладах використовують домішкові(донорні або акцепторні) напівпровідники. З підвищенням температури домішкові напівпровідники змінюють тип провідності на власний, що порушує нормальну роботу приладів, тому їх використання недоцільне в схемах, які підлягають сильним перепадам температур. Оскільки зміна температури нелінійно впливає на концентрацію носіїв заряду, використання напівпровідникових приладів у якості термометрів доцільне лише за відносно високих температур, коли домішковий тип провідності змінюється на власний. Збільшити робочу температуру можна шляхом введення більшої кількості домішок, таким чином регулюючи її в необхідних межах.

Термопара – це контактний термоелектричний датчик, який складається щонайменше з двох різних провідників та двох з'єднань цих провідників(пар).

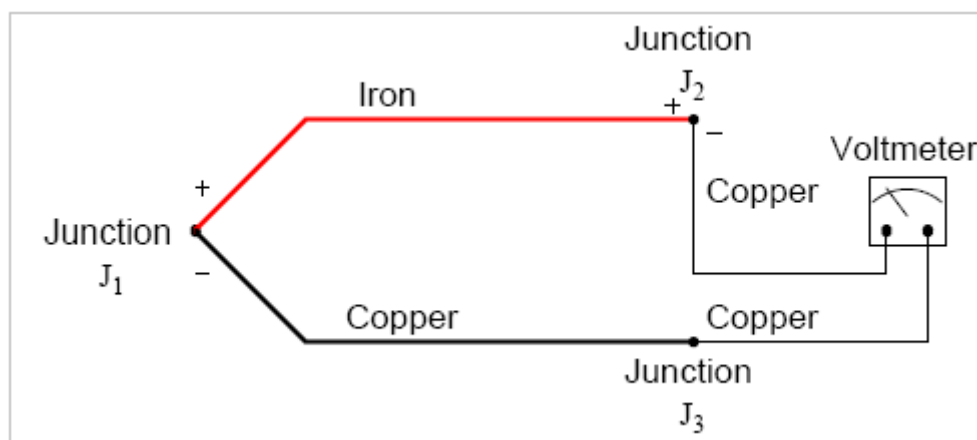


Рис. 2.11 – Схематичне зображення термопари та її підключення до вольметра[20]

Перше з'єднання називають гарячим спаєм, друге – холодним або еталонним спаєм (J_1 та J_2 на рис. 2.11. відповідно). Термопари являють собою пасивні датчики, оскільки самостійно виробляють напругу відповідно до зміни температури. Їх відносять до класу відносних датчиків, оскільки їх вихідна напруга визначається різницею температур між двома спаями і майже не залежить від абсолютної температури кожного з'єднання. При вимірюванні температури термопарою один зі спаїв слугує еталоном, тому його температуру необхідно визначати окремо за допомогою іншого детектора температури(термістор, позистор тощо). Термопари виконують з різних матеріалів. Розглянемо деякі з них:

- Мідь(+) константан(-). Такі термопари стійкі до корозії, можуть вікористовуватися для вимірювання від'ємних температур.
- Залізо(+) константан(-). Такі термопари використовуються для роботи у вакуумі, а також в інертних, окислювальних та відновлювальних середовищах.
- Платина/родій(+) платина(-). Термопари, що використовуються для безперервного вимірювання в окислювальному та інертному середовищі за надвисоких температур[14].

•

2.6. ВИСНОВКИ

В даному розділі були розглянуті методи реєстрації таких параметрів, як пульс, рівень насичення крові киснем та температура. Сучасні методи дозволяють виконувати точні вимірювання для контролю даних параметрів. Завдяки сучасним технологіям розвинулись такі методи вимірювання, як ультразвукова діагностика, фонокардіометрія, фотоплетизмографія. Ці методи дозволили визначати раніше невідомі патології, що дозволило вводити нові методи терапії та лікування різних хвороб.

РОЗДІЛ 3. АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ ДЛЯ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ

3.1. АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ ТА ЇХ ПАРАМЕТРИ

Приймати деякий сигнал з датчика недостатньо для отримання результату вимірювання, його необхідно також обробити та відобразити для подальшого сприйняття та обробки. Таку задачу виконує аналого-цифровий перетворювач(АЦП). АЦП перетворює неперервну аналогову величину в відповідний цифровий еквівалент. Це перетворення являє собою нелінійну операцію, тобто кінцевий результат завжди матиме певну похибку. Перш за все це похибка, обумовлена методом перетворення аналогової величини в цифрову, тобто розрядністю програмного коду, тобто числом рівнів квантування відстанню між ними. Така похибка належить до методичних похибок і має назву похибка квантування. Іншим видом похибки є інструментальна похибка, яка визначається неточністю порівняння і формування рівнів квантування. Причин появи інструментальної похибки велика кількість, а саме недосконалість електронних компонентів, зміна їх параметрів з часом, температурою, нестабільність джерел живлення тощо. Сумарна інструментальна похибка може перевищувати методичну похибку, тому точність перетворювачів не завжди відповідає номінальній точності[15].

Аналого-цифрові перетворювачі виготовляють як окремі мікросхеми за напівпровідниковою та гібридною технологіями. Деякі АЦП є функціонально закінченими, але більшість вимагають додаткових зовнішніх елементів: операційних підсилювачів, джерел опорної напруги, генераторів тактових імпульсів та інших дискретних елементів. На теперішній час розроблена велика кількість інтегральних схем АЦП, які різняться за функціональним складом, призначенням, електричним, конструктивним та іншим характеристикам. Таке різноманіття пристроїв є наслідком різних вимог, які ставлять користувачі залежно від конкретних умов застосування АЦП. Характеристики АЦП безумовно залежать

від характеристик елементів, з яких утворені перетворювачі. Тим не менш існують загальні параметри, які розділяють на дві групи: статичні та динамічні[28].

Статичні параметри АЦП характеризують його роботу при отриманні на вході квазіпостійних сигналів:

- Похибка квантування – методична похибка, яка обумовлена скінченним значенням кроку квантування;
- Загальна інструментальна похибка;
- Систематична похибка перетворення;
- Випадкова похибка перетворення – складова сумарної похибки, яка визначається розкидом вхідних значень;
- Гістерезис – різниця значень систематичної похибки при зміні вхідної величини від меншого до більшого значення і від більшого до меншого значення;
- Похибка рівня квантування включає в себе систематичну і випадкову складові. Як правило не нормується, але вимірюється при перевірці параметрів АЦП;
- Інтегральна нелінійність перетворення – максимальне значення зі всіх систематичних похибок результатів перетворення;
- Диференційна нелінійність АЦП – різниця між величиною реального і номінального рівнів квантування;
- Похибка зсуву нуля – частина загальної похибки, яка характеризує паралельний зсув усієї характеристики квантування реального АЦП відносно ідеального;
- Похибка коефіцієнта передачі – величина, яка характеризує відхилення крутизни середньої амплітудної характеристики АЦП від крутизни ідеальної прямої;

- Температурна похибка – додаткова складова статистичної похибки, яка виникає в результаті зміни температури навколишнього середовища в заданому діапазоні;
- Монотонність функції перетворення – визначає поведінку цифрового сигналу на виході АЦП при плавній зміні вхідного сигналу в одному напрямку по всьому динамічному діапазоні;
- Стабільність в часі – здатність АЦП зберігати статистичну точність з плином часу;
- Відтворюваність та прецизійність – здатність АЦП зберігати свої параметри точності при багаторазовому перетворенні тієї самої величини;
- Роздільна здатність – здатність АЦП розрізняти два значення вхідного сигналу.

Динамічні параметри АЦП характеризують його роботу при дії на нього змінних в часі сигналів:

- Час перетворення – інтервал часу, який відраховується або від активного фронту імпульсу дискретизації, або від початку процесу перетворення до появи на виході стабільного значення коду, що відповідає величині даної вибірки. Для деяких АЦП цей параметр змінний, так як він залежить від значення вхідного сигналу, для інших є приблизно постійним;
- Максимальна частота дискретизації – частота, з якою виконується формування вибірки вхідного сигналу і перетворення її величини в числовий код;
- Час вибірки – час, за який утворюється одне значення вибірки;
- Похибка коефіцієнта передачі – похибка утворення значення вибірки при роботі з сигналами, які змінюються в часі;

- Апертурний час – час, за який зберігається невизначеність між значенням вибірки і моментом часу до якого вона відноситься;
- Похибка перемикання – похибка, що виникає при переході від утворення значення вибірки до її фіксації;
- Динамічна похибка – складова похибки перетворення, яка виникає за рахунок зміни вхідного сигналу за час перетворення.

Параметри, які характеризують зовнішні умови роботи:

- Параметри сигналів на вході(їх абсолютні та відносні значення, форма, полярність, спектри тощо);
- Параметри джерела вхідних сигналів(вихідний опір і його зміна, амплітудна характеристика та її стабільність);
- Параметри джерел живлення та опорних сигналів(номінальні значення, характеристики температурної стабільності та стабільності в часі, навантажувальні властивості);
- Вхідні параметри АЦП(рівні напруги, які визначають логічний «нуль» та логічну «одиницю»);
- Параметри керування і зв'язку з зовнішніми приладами(набір сигналів для управління, синхронізації та забезпечення нормального функціонування АЦП);
- Зовнішні показники(температура, вологість середовища, тиск, механічні впливи тощо);
- Технічно-економічні показники(конструктивні та технологічні особливості АЦП, габаритні розміри, маса, споживана потужність, вартість тощо)[15].

Найбільшими виробниками інтегральних схем АЦП, призначених для роботи в пристроях спряження датчиків аналогових сигналів з ЕОМ і мікропроцесорами у різних вимірювальних пристроях, мультиметрах, у медичній апаратурі, цифрових

термометрах та інших, є компанії Analog Devices, Micro power, Philips, Maxim, Sony[28].

3.2. ПОРІВНЯННЯ ТА ВИБІР ПРИЛАДІВ ДЛЯ СКЛАДАННЯ МАКЕТУ КОМБІНОВАНОГО ПРИЛАДУ

Для реалізації комбінованого приладу була обрана плата налаштування Arduino Nano на базі мікроконтролера ATmega168[22] або ATmega328[23], в які уже вбудовано шестиканальний десятибітний АЦП, отже необхідність в окремому модулі відсутня. Для вимірювання пульсу та рівня насиченості крові киснем були розглянуті такі модулі:

- датчик пульсу PulseSensor[32];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX30102[21];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAXREFDES117[33];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX30100[34];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX30101[35];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX30110[36];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX30112[37];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX86141[38];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX86140[38];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX86171[39];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX86170B[40];
- датчик пульсу та насиченості крові киснем MAX86161[41].

Розглянемо датчик PulseSensor. Це найдешевший з представлених датчиків. Відповідно він має найменший функціонал. Даний датчик має можливість реєструвати лише пульс. Живлення від +3 В до +5 В. Сигнал зчитується з аналогового виходу. Таким чином у даного датчика три виходи, що робить його найпростішим у використанні. В поєднанні з низькою ціною цей датчик є одним з найбільш використовуваних при проектуванні приладів пульсометрії.

Датчики пульсу MAX30100, MAX30101, MAX30102 та MAX86161 схожі за конструкцією. Вони мають однакові сигнальні виводи та виводи живлення, але відрізняються своєю чутливістю. MAX30101, MAX30102 та MAX86161 мають підвищену чутливість відносно датчика MAX30100. Живлення датчика від +1.8 В до +3.3 В. Даний датчик середньої вартості, що в поєднанні з більшою якістю вимірів та можливістю додатково вимірювати рівень насиченості крові киснем дозволяє проектувати більш досконалі та складніші прилади.

Датчик MAXREFDES117 відрізняється від попередній лише ціною та дещо вищою напругою живлення.

Датчики MAX30110 та MAX30112 вигідно відрізняються від попередніх тим, що можуть працювати як на відбивання, так і на просвітлення. Таким чином за допомогою даних датчиків можна компонувати прилади різної конфігурації для більш широкого спектру задач. Даний датчик працює на низькій напрузі – +1.8 В. Модуль також можна живити від +3 В до +5 В, оскільки він комплектуваний понижувачем постійної напруги. Також дані датчики вигідно відрізняє наявність двох восьмибітних ЦАП для підтримки функціонування світлодіодів, а також дев'ятнадцятибітного АЦП для реєстрації показників з фотоприймачів та перетворення їх в цифровий код. За якістю вимірювання дані датчики кращі за попередні. Відповідно ціна цих датчиків значно вища.

Датчики MAX86141, MAX86140, MAX86171 та MAX86170В мають подібні до попередніх характеристики живлення, а також такий самий набір ЦАП та АЦП. Дані датчики можуть додатково вимірювати рівень насичення м'язів киснем, що виділяє їх серед вище зазначених датчиків. Завдяки їм можна контролювати більш широкий спектр параметрів. Такі датчики застосовуються в професійних приладах, відповідно їх ціна найвища з запропонованих.

Для пульсоксиметрії був обраний датчик MAX30100, оскільки в собі він поєднує високу точність вимірювання, середню ціну та можливість вимірювати як пульс, так і рівень насичення крові киснем. Розглянемо блок-схему модуля, побудованого на даному датчику.

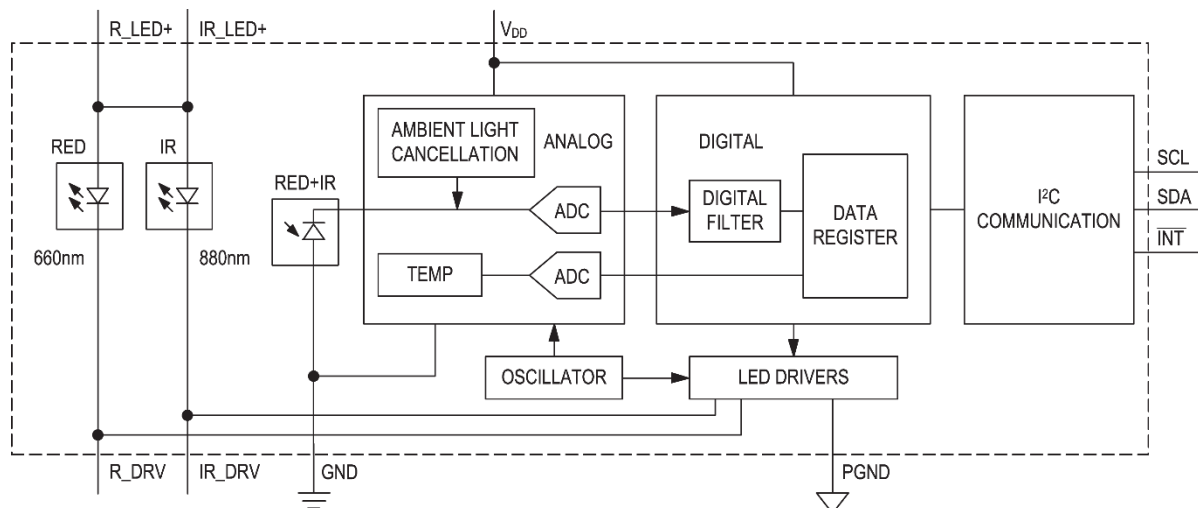


Рис. 3.1 – Блок-схема модуля для вимірювання пульсу та рівня насичення крові киснем на базі датчика MAX30100[44]

В якості оптичного датчика виступає фотодіод, який приймає відбите червоне та інфрачервоне випромінення з двох світлодіодів, які підключені до світлодіодних драйверів. В аналоговому блоку знаходяться датчик температури, який показує робочу температуру всього приладу і запобігає перегріванню шляхом попередження користувача. Він під'єднаний до аналого-цифрового перетворювача. Фотодіод також підключений до аналого-цифрового перетворювача. В аналоговому блоку також відбувається фільтрація сигналу від впливу навколишнього світла. Аналого-цифровий перетворювач фотодіода під'єднаний до цифрового фільтра, який фільтрує похибки квантування аналого-цифрового перетворювача. Аналого-цифровий перетворювач датчика температури та цифровий фільтр фотодіода підключені до реєстру пам'яті, де зберігаються значення з цих датчиків деякий час. Після чого блок цифрової обробки сигналів під'єднаний до інтерфейсу з'єднання I²C, за допомогою якого даний модуль підключається до мікроконтролера.

Для термометрії буде розглянуто такі датчики температури:

- Аналоговий перетворювач TMP36[25];
- Датчик температури GY-21 HTU21D на мікросхемі Si7021-A20[29];
- Модуль датчика температури DS18B20[30];
- Вимірювач температури TMP117[31] з цифровим виходом.

Розглянемо ці датчики температури детальніше. Аналоговий перетворювач TMP36 має точність вимірювання $\pm 1^{\circ}\text{C}$, чого буде не достатньо для точного вимірювання температури, оскільки необхідно реєструвати десяті долі градуса. Датчик температури на мікросхемі Si7021-A20, а також модуль датчика температури DS18B20 мають точність $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$, що вище ніж у попереднього, але все ще недостатньо для точного вимірювання температури тіла людини. Такі датчики можна використовувати для більш точного контролю температури приміщень. Датчик температури TMP117 має точність вимірювання $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$, чого цілком достатньо.

Для складання робочого макету був обраний датчик TMP117 оскільки він має високу точність вимірювання, якої достатньо для точного вимірювання температури. Розглянемо його блок-схему.

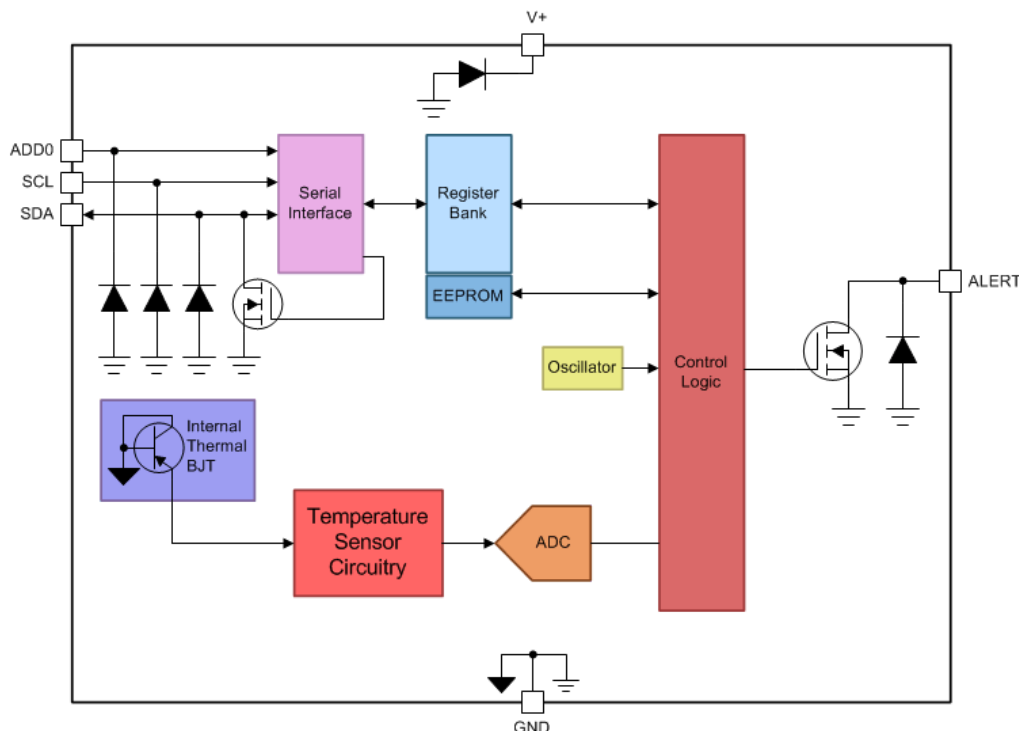


Рис. 3.2 – Блок-схема модуля для вимірювання температури на основі датчика TMP117[45]

Чутливим елементом даного датчика є внутрішній біполярний термотранзистор база і колектор якого з'єднані. Чутливий елемент має обв'язку з пасивних компонентів, через яку він з'єднаний з аналого-цифровим перетворювачем. АЦП з'єднаний з блоком логічного контролю, до якого під'єднані вихід сповіщення через польовий транзистор, оцилятор, EEPROM, магазин опор, через який вся система з'єднується з мікроконтролером за допомогою шини I²C.

Для зручного відображення даних буде використаний LCD 16x2 екран. На рисунку 3.1. наведена схема підключення обраних датчиків та LCD 16x2 екрану до плати налаштування Arduino Nano.

Датчики підключені до шини I²C. Дана технологія розроблена компанією Philips. Вона являє собою просту двонаправлену двопровідну шину для управління та взаємодії між собою різних блоків, датчиків тощо. Використання шини I²C надає такі переваги розробникам різноманітної апаратури:

- Лише дві лінії – послідовна лінія даних та послідовна лінія синхронізації;
- Кожний елемент, який з'єднаний з шиною I²C має власну унікальну адресу, тому можна побудувати відношення між ними типу master-slave, або multi-master;
- Фільтрація сигналів всередині мікросхем забезпечує нечутливість до викидів на лінії шини даних;
- Число підключених приладів до одної шини обмежується лише її ємністю.

Додатково до усіх вищезазначених переваг додається можливість застосування в приладах з акумуляторним живленням, оскільки вони матимуть низьку споживану енергію[42].

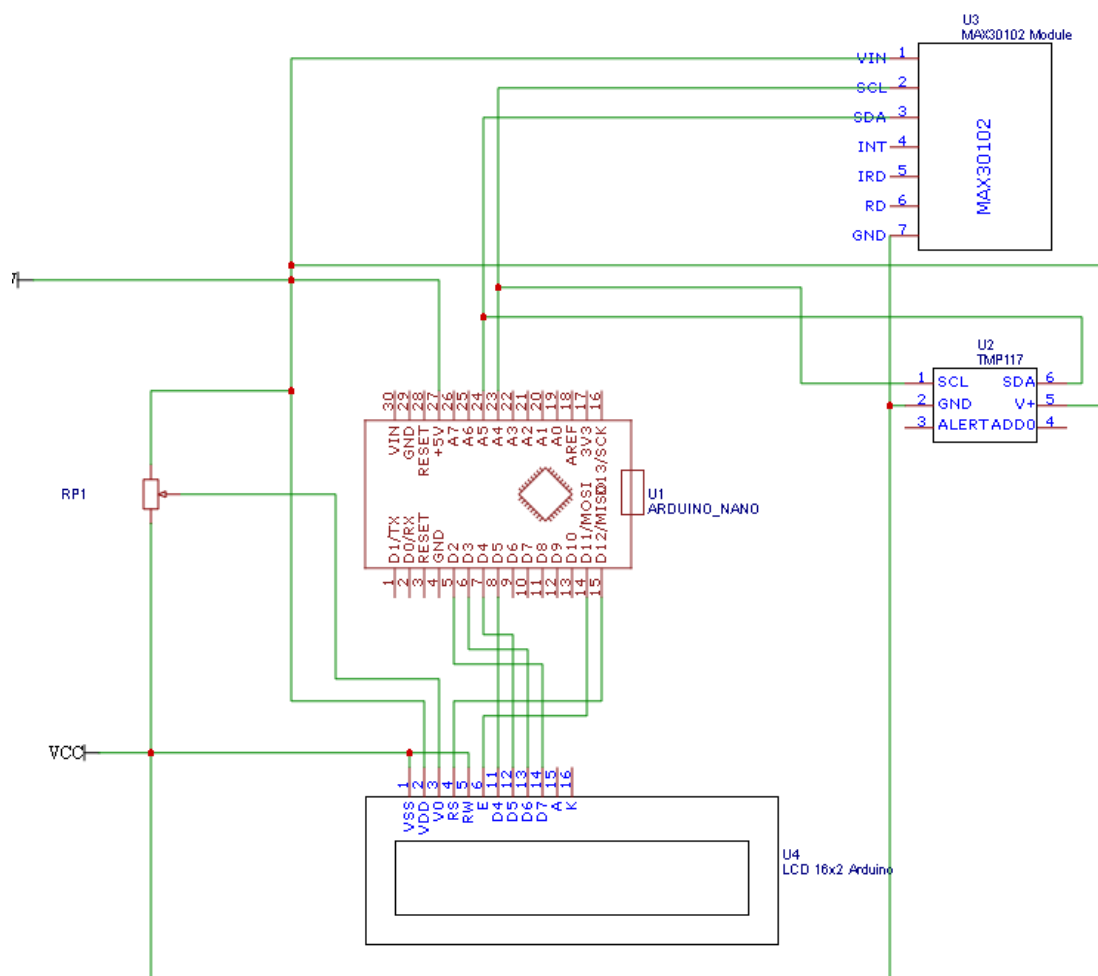


Рис. 3.1 – Схема підключення датчиків TMP117, модуля MAX30102 та LCD 16x2 екрана до плати налаштування Arduino Nano

3.3. ВИСНОВКИ

В даному розділі розглядаються аналого-цифрові перетворювачі, їх переваги та недоліки. Також розглядаються прилади для термо-, пульсо- та оксиметрії. Характеризовані їх основні параметри, визначені можливості застосування, переваги та недоліки. Економічна сторона розглянутих датчиків розглянута відносно серед лінійки обраних датчиків, оскільки кінцева ціна у різних виробників та дистриб'юторів відрізняється.

ВИСНОВКИ

В даній роботі розглядаються датчики та методи їх використання для вимірювання пульсу, температури та рівня насиченості крові киснем. Розглянуті їх можливості та основні характеристики. Було прийнято рішення розглянути датчики компанії Maxim Integrated, оскільки дана компанія спеціалізується на виготовленні медичного обладнання та модулів до нього.

Були розглянуті такі методи вимірювання параметрів життєдіяльності людини, як електрокардіографія, фонокардіографія, ультразвукова діагностика та фотоплетизмографія. Для використання в роботі було обрано метод фотоплетизмографії, так як він дозволяє створювати мобільні прилади з низькою споживаною потужністю. За допомогою даного методу можна реєструвати такі показники, як пульс, рівень насиченості крові киснем, рівень насиченості м'язових тканин киснем тощо.

Під час роботи були зібрані дані для побудови робочого макету комбінованого приладу для пульсо-, окси- та термометрії людини. Результатом роботи є схема робочого приладу для швидкого вимірювання зазначених вище параметрів людської життєдіяльності на базі плати налаштування Arduino Nano. В якості робочих датчиків пульсу та рівня насиченості крові киснем був обраний модуль MAX30100 компанії Maxim Integrated оскільки його характеристики задовольняють вимогам проекту, а саме: низький рівень споживаної потужності, відсутність необхідності калібрування датчика, простота використання, можливість працювати від напруги 1.8 – 5 В. В якості датчика температури був використаний модуль TMP117 компанії Texas Instruments, оскільки він не вимагає додаткового калібрування та вимірює температуру з точністю до 0.1°C, що задовольняє вимогам вимірювання температури людського тіла.

Область застосування приладу обмежена відсутністю автономного джерела живлення. Одним із основних шляхів його модернізації є налаштування схеми на роботу від джерела живлення акумуляторного типу, що дозволить виконувати

вимірювання в більшій кількості ситуацій. Не менш важливим є постійний щільний контакт з поверхнею шкіри, що зменшить похибку вимірювання при активних діях. Цього можна досягти шляхом розроблення спеціального кріплення, яке не буде заважати рухам.

Інтерпретація отриманих даних можлива як звукова, так і за допомогою екрану. При складанні робочого макету використовується екран, оскільки візуальна інформація в більшості випадків є легшою для сприйняття, ніж звукова. В майбутньому, задля зменшення розмірів приладу буде використовуватись екран меншого розміру. Альтернативою цьому рішенню є перенесення та візуалізація інформації на екран мобільного телефону.

Аналізуючи отриману за час роботи інформацію можна стверджувати, що проблема розробки точних компактних приладів не нова, проте є досить актуальною. Для більшої конкурентоспроможності на ринку необхідно впроваджувати нові системи та методи вимірювання, покращувати їх точність, збільшувати час роботи приладу. Як висновок, можна стверджувати, що сфера застосування подібних приладів досить широка. Вони застосовуються в таких галузях, як медицина та спорт. Також можливе впровадження їх в інші сфери діяльності людини, наприклад у військовій галузі, де є необхідність контролювати стан здоров'я особового складу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Doak Robin S. Galileo: astronomer and physicist / Robin S. Doak. – Minneapolis: Compass Point Books, 2005. – 112 p.
2. McGee, Thomas D. Principles and methods of temperature measurement / Thomas D. McGee. – New York : Wiley, 1988. – 581 p.
3. Т.Скоренко Изобретено в России: История русской изобретательской мысли от Петра I до Николая II / Скоренко Т. – Альпина Паблишер, 2017 p. – 533 с.
4. Большев А.С. Частота сердечных сокращений. Физиолого-педагогические аспекты [Текст]: учеб. пособие / А.С. Большев, Д.Г. Сидоров, С.А. Овчинников. Нижегород. гос. архитектур. - строит. ун-т. – Н.Новгород: ННГАСУ, 2017. – 76 с.
5. Stig Åvall Severinsen BREATHOLOGY: The Art of Conscious Breathing / Stig Åvall Severinsen. – BlueConsult, 2010. – 399 p.
6. Зудбинов Ю. И. Азбука ЭКГ. Изд. 3-е / Ю. И. Зудбинов. – Ростов-на-Дону: изд-во «Феникс», 2003. — 161 с.
7. Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах. Перевод с англ./Под ред. С. Уэбба. — М.: Мир, 1991. - Т. 2 — 408 с.
8. Поплавко Ю. М. Фізика діелектриків : підручник / Ю. М. Поплавко ; за заг .ред. акад. НАН України Ю. І. Якименка. – К. : НТУУ «КПІ», 2015. – 572 с. – Бібліогр. : с. 565–568. ISBN 978-966-622-709-2
9. Слюсар В. И. Ультразвуковая техника на пороге третьего тысячелетия. / В. И. Слюсар //Электроника: наука, технология, бизнес. — 1999. — № 5. — 3 с.
10. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография / В.С. Мошкевич. – М.: Медицина, 1970. – 208 с.
11. Пасынков В. В. Полупроводниковые приборы: Учебник для вузов. 6-е изд., стер. / В. В. Пасынков, Л. К Чиркин. – СПб.: Издательство «Лань», 2002. — 480 с.

12. Шуберт Ф. Светодиоды / Пер. с англ. под ред. А.Э. Юновича. – 2-е изд. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 496 с.
13. Михеев В.П. Датчики и детекторы: Учебное пособие / В.П. Михеев, А.В. Просандеев. – М.: МИФИ, 2007. – 172 с.
14. Дж. Фрайден Современные датчики, Справочник / Дж. Фрайден. – Москва: Техносфера, 2005. – 592 с.
15. Никамин В. А. Аналого-цифровые и цифро-аналоговые преобразователи. Справочник / В. А. Никамин. – СПб.: КОРОНА принт; М.: «Альтекс-А», 2003. – 224 с.
16. Б. а. Пороки сердца – диагностика и лечение // iserdce.ru. – 2014. – Электронный ресурс: <http://iserdce.ru/poroki-serdca/diagnostika-i-lechenie>
17. Б. а. Ардуино: датчик пульса // robotclass.ru. – 2018. – 25 сентября / Электронный ресурс: <https://robotclass.ru/tutorials/arduino-pulse-sensor/>
18. Электронный ресурс: <https://arduino.ua/prod2036-datchik-pylsa-max30102>
19. Б. а. Что такое термистор и позистор и где они применяются // ElectricalSchool.info. – 2020. – Электронный ресурс: <http://electricalschool.info/electronica/1707-cto-takoe-termistor-i-pozistor.html>
20. Б. а. Принцип работы термопар // sibcontrols.com. – 2020. – Электронный ресурс: https://sibcontrols.com/ru/princip_raboty_tjermopar
21. High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health [Электронный ресурс]: Datasheet / maxim integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>
22. 8-bit Microcontroller with 4/8/16K Bytes In-System Programmable Flash [Электронный ресурс]: Datasheet / ATMEL Corporation. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/422580/ATMEL/ATMEGA168.html>
23. 8-bit Microcontroller with 4/8/16/32K Bytes In-System Programmable Flash [Электронный ресурс]: Datasheet / ATMEL Corporation. – Електронні дані. –

Режим доступу: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/392243/ATMEL/ATMEGA328.html>

24. Сторчун Є. В. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики: Навч. Посібник / Є. В. Сторчун, Я. М. Матвійчук. – Львів: Вид. «Растр-7», 2009. – 216 с.

25. Low Voltage Temperature Sensors TMP35/TMP36/TMP37 [Електронний ресурс]: Datasheet / Sparkfun electronics. – Електронні дані. – Режим доступу: https://arduino.ua/docs/TMP35_36_37.pdf

26. Sussha Cheriyaedath Photoplethysmography // www.news-medical.net. – 2019. – Feb 27 / Електронний ресурс: [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx)

27. Panayiotis Kyriacou, Karthik Budidha, Tomas Ysehak Abay Non invasive optical sensors for blood analysis // researchgate.net. – 2018. – January / Електронний ресурс: https://www.researchgate.net/publication/322922360_Optical_Techniques_for_Blood_and_Tissue_Oxygenation

28. Щерба А. А., Петренко І. А., Кучеренко М. Є. Основи електроніки та схемотехніки // moodle.ipo.kpi.ua. – 2012. – 17 October / Електронний ресурс: <http://moodle.ipo.kpi.ua/moodle/mod/resource/view.php?id=12902>

29. I²C Humidity and Temperature sensor [Електронний ресурс]: Datasheet / SILICON LABS. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://uamper.com/products/GY-21%20HTU21D%20%D0%B4%D0%B0%D1%82%D1%87%D0%B8%D0%BA%20%D0%B2%D0%BB%D0%B0%D0%B6%D0%BD%D0%BE%D1%81%D1%82%D0%B8%20%D0%B8%20%D1%82%D0%B5%D0%BC%D0%BF%D0%B5%D1%80%D0%B0%D1%82%D1%83%D1%80%D1%8B%20I2C%207021%20%D0%B4%D0%BB%D1%8F%20Arduino.pdf>

30. DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer [Електронний ресурс]: Datasheet / Dallas Semiconductor, Maxim. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://uamper.com/products/datasheet/ds18b20.pdf>

31. TPM117 high-accuracy, low-power, digital temperature sensor with SMBus™ – and I²C – compatible interface [Електронний ресурс]: Datasheet / Texas Instruments. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp117.pdf?&ts=1590130252717>

32. Joel Murphy, Yury Gitman Pulse Sensor: an Open Source Heart-rate Sensor that Rocks // kickstarter.com. – 2013. – February 26. – Електронний ресурс: <https://www.kickstarter.com/projects/1342192419/pulse-sensor-an-open-source-heart-rate-sensor-that/faqs>

33. MAXREFDES117#: Heartrate and Pulseoximetry monitor. – Режим доступу до ресурсу: https://www.maximintegrated.com/en/design/reference-design-center/system-board/6300.html/tb_tab0

34. Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health MAX30100 [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

35. High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health MAX30101 [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30101.pdf>

36. Optimized Pulse-Oximeter and Heart Rate AFE for Wearable Health MAX30110 [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30110.pdf>

37. Optimized Pulse-Oximeter and Heart Rate AFE for Wearable Health MAX30112 [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30112.pdf>

38. Best-in-Class Optical Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health MAX86140/MAX86141 [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86140-MAX86141.pdf>

39. MAX86171 Best-in-Class Optical pulse oximeter and Heart-rate sensor AFE for Wearable Health. – Режим доступу до ресурсу:

https://www.maximintegrated.com/en/products/interface/sensorinterface/MAX86171.html/tb_tab3

40. Best-in-Class Optical Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor AFE for Wearable Health MAX86170B [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86170B.pdf>

41. Single-Supply Integrated Optical Module for HR and SpO2 Measurement MAX86161 MAX86170B [Електронний ресурс]: Datasheet / Maxim Integrated. – Електронні дані. – Режим доступу: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86161.pdf>

42. Александр Торрес Шина I²C // learn.ztu.edu.ua. – 1997. – Електронний ресурс: http://altor1.narod.ru/Articles/I2C_RP.pdf

43. Калакутский Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – Самара: Самар. гос. аэрокосм. ун-т., 1999. - 161 с.

44. Maxim на страже здоровья: решение для медицинских и фитнес-приложений. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.compel.ru/lib/79629>

45. Температурный датчик TMP117 ставит новый рекорд точности. – Режим доступу до электронного ресурсу: <https://www.compel.ru/lib/95704>